



This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Off nl ungungsschrift**
⑩ **DE 102 10 646 A 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
G 06 T 17/00
G 06 T 5/50
A 61 B 1/00
A 61 M 25/095

⑳ Aktenzeichen: 102 10 646.0
㉔ Anmeldetag: 11. 3. 2002
㉕ Offenlegungstag: 9. 10. 2003

DE 102 10 646 A 1

⑦① Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:
Hall, Andrew, St. Charles, Mo., US; Heigl, Benno,
96253 Untersiemau, DE; Hornegger, Joachim, Dr.,
91083 Baiersdorf, DE; Killmann, Reinmar, Dr., 91301
Forchheim, DE; Rahn, Norbert, 91301 Forchheim,
DE; Rauch, John, St. Louis, Mo., US; Seissl, Johann,
91058 Erlangen, DE; Wach, Siegfried, 91315
Höchstadt, DE

⑤⑥ Entgegenhaltungen:
DE 44 13 458 C2
DE 198 07 884 A1
DE 100 04 764 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren zur Bilddarstellung eines in einen Untersuchungsbereich eines Patienten eingebrachten medizinischen Instruments

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilddarstellung eines in einen Untersuchungsbereich eines Patienten eingebrachten medizinischen Instruments, insbesondere eines Katheters im Rahmen einer kardiologischen Untersuchung oder Behandlung, mit folgenden Schritten:
- Verwendung eines 3-D-Bilddatensatzes des Untersuchungsbereichs und Erzeugung eines 3-D-Rekonstruktionsbilds des Untersuchungsbereichs,
- Aufnahme wenigstens eines 2-D-Durchleuchtungsbilds des Untersuchungsbereichs, in dem das Instrument gezeigt ist,
- Registrierung des 3-D-Rekonstruktionsbilds bezüglich des 2-D-Durchleuchtungsbilds und
- Darstellung des 3-D-Rekonstruktionsbilds und Überlagerung des 2-D-Durchleuchtungsbilds über das 3-D-Rekonstruktionsbild an einem Monitor.

DE 102 10 646 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilddarstellung eines in einen Untersuchungsbereich eines Patienten eingebrachten medizinischen Instruments, insbesondere eines Katheters im Rahmen einer kardiologischen Untersuchung oder Behandlung.

[0002] In zunehmendem Maß erfolgen Untersuchungen oder Behandlungen eines erkrankten Patienten minimal-invasiv, d. h. mit möglichst geringem operativem Aufwand. Als Beispiel sind Behandlungen mit Endoskopen, Laparoskopien oder Kathetern zu nennen, die jeweils über eine kleine Körperöffnung in den Untersuchungsbereich des Patienten eingeführt werden. Katheter kommen häufig im Rahmen kardiologischer Untersuchungen zum Einsatz, beispielsweise bei Arrhythmien des Herzens, die heutzutage durch sogenannte Ablations-Prozeduren behandelt werden.

[0003] Hierbei wird ein Katheter unter Röntgenkontrolle, also bei Aufnahme von Durchleuchtungsbildern über Venen oder Arterien in eine Herzkammer geführt. In der Herzkammer wird das die Arrhythmie verursachende Gewebe durch die Applikation hochfrequenten Stroms ablatiert, wodurch das vorher arrhythmogene Substrat als nekrotisches Gewebe hinterlassen wird. Der heilende Charakter dieser Methode weißt große Vorzüge im Vergleich mit lebenslanger Medikation auf, zudem ist diese Methode auf lange Sicht auch wirtschaftlich.

[0004] Das Problem aus medizinisch/technischer Sicht besteht darin, dass der Katheter während der Röntgenkontrolle zwar sehr exakt und hochaufgelöst in einem oder mehreren Durchleuchtungsbildern, auch Fluoro-Bilder genannt, während der Intervention visualisiert werden kann, jedoch kann die Anatomie des Patienten während der Intervention nur ungenügend in den Durchleuchtungsbildern abgebildet werden. Zur Verfolgung des Katheters werden bisher gewöhnlich zwei 2D-Durchleuchtungsaufnahmen aus zwei verschiedenen, vornehmlich orthogonal zueinander stehenden Projektionsrichtungen aufgenommen. Anhand der Informationen dieser beiden Aufnahmen muss der Arzt nun die Position des Katheters selbst bestimmen, was häufig nur relativ ungenau möglich ist.

[0005] Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, eine Darstellungsmöglichkeit anzugeben, die dem behandelnden Arzt ein einfaches Erkennen der genauen Position des Instruments im Untersuchungsbereich, also beispielsweise des Katheters im Herzen, ermöglicht.

[0006] Zur Lösung dieses Problems ist ein Verfahren der eingangs genannten Art mit folgenden Schritten vorgesehen:

- Verwendung eines 3D-Bilddatensatzes des Untersuchungsbereichs und Erzeugung eines 3D-Rekonstruktionsbilds des Untersuchungsbereichs,
- Aufnahme wenigstens eines 2D-Durchleuchtungsbilds des Untersuchungsbereichs, in dem das Instrument gezeigt ist,
- Registrierung des 3D-Rekonstruktionsbilds bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbilds, und
- Darstellung des 3D-Rekonstruktionsbilds und Überlagerung des 2D-Durchleuchtungsbilds über das 3D-Rekonstruktionsbild an einem Monitor.

[0007] Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht es, während der Untersuchung quasi in Echtzeit das Instrument, also den Katheter (im Folgenden wird ausschließlich von einem Katheter gesprochen), in einer dreidimensionalen Darstellung des Untersuchungsbereichs, also beispielsweise des Herzens oder des zentralen kardialen Gefäßbaums etc., lage-

richtig darzustellen. Dies wird ermöglicht, indem zum einen unter Verwendung eines 3D-Bilddatensatzes eine dreidimensionale Rekonstruktionsdarstellung des Untersuchungsbereichs erzeugt wird, zum anderen, indem über diese 3D-Darstellung das 2D-Durchleuchtungsbild, das während der Intervention aufgenommen wird, überlagert wird. Da beide Bilder bezüglich einander registriert sind, das heißt ihre Koordinatensysteme sind bezüglich einander korreliert, ist die Überlagerung unter gleichzeitiger lagegenauer Einblendung des Katheters im 3D-Bild möglich. Der Arzt erhält also eine sehr genaue Darstellung des Katheters in seiner Ist-Lage im Untersuchungsbereich, den er in seinen relevanten anatomischen Feinheiten ebenfalls sehr genau und hoch aufgelöst erkennen kann. Dies ermöglicht auf einfache Weise die Navigation des Katheters, es können bestimmte Punkte, wo beispielsweise eine Ablation zu erfolgen hat, exakt angefahren werden etc.

[0008] Der 3D-Bilddatensatz kann erfindungsgemäß ein präoperativ gewonnener Datensatz sein. Das heißt, der Datensatz kann zu einem beliebigen Zeitpunkt vor der eigentlichen Intervention aufgenommen worden sein. Verwendbar ist jeder 3D-Bilddatensatz unabhängig von der verwendeten Aufnahmemodalität, also beispielsweise ein CT-, ein MR- oder ein 3D-Röntgenangiographie-Datensatz. Alle diese Datensätze lassen eine exakte Rekonstruktion des Untersuchungsbereichs zu, so dass dieser anatomisch exakt dargestellt werden kann. Alternativ besteht die Möglichkeit, auch einen intraoperativ gewonnenen Datensatz in Form eines 3D-Röntgenangiographie-Datensatzes zu verwenden. Der Begriff "intraoperativ" bedeutet hierbei, dass dieser Datensatz in unmittelbar zeitlichem Zusammenhang mit der eigentlichen Intervention gewonnen wird, also wenn der Patient bereits auf dem Untersuchungstisch liegt, jedoch der Katheter noch nicht gesetzt ist, was aber kurz nach Aufnahme des 3D-Bilddatensatzes erfolgen wird.

[0009] Handelt es sich bei dem Untersuchungsbereich um einen sich rhythmisch oder arrhythmisch bewegenden Bereich, beispielsweise das Herz, so ist für eine exakte Darstellung zu beachten, dass das 3D-Rekonstruktionsbild und das oder die 2D-Durchleuchtungsbilder, die aufgenommen und überlagert werden sollen, den Untersuchungsbereich jeweils in der gleichen Bewegungsphase zeigen bzw. in der gleichen Bewegungsphase aufgenommen wurden. Zu diesem Zweck kann vorgesehen sein, zum 2D-Durchleuchtungsbild die Bewegungsphase zu erfassen und zur Rekonstruktion des 3D-Rekonstruktionsbilds nur diejenigen 5 Bilddaten zu verwenden, die in der gleichen Bewegungsphase wie das 2D-Durchleuchtungsbild aufgenommen sind. Das heißt sowohl bei der Aufnahme des 3D-Bilddatensatzes wie auch der 2D-Durchleuchtungsbildaufnahme ist die Erfassung der Bewegungsphase erforderlich, um phasengleiche Bilder oder Volumina erstellen bzw. überlagern zu können. Die Rekonstruktion und die hierfür verwendeten Bilddaten richten sich nach der Phase, in der das 2D-Durchleuchtungsbild aufgenommen wurde. Als Beispiel für eine Erfassung der Bewegungsphase ist ein parallel aufgenommenes EKG zu nennen, das die Herzbewegungen aufzeichnet. Anhand des EKG's können dann die relevanten Bilddaten ausgewählt werden. Zur Aufnahme der 2D-Durchleuchtungsbilder kann eine Triggerung der Aufnahmeeinrichtung über das EKG erfolgen, so dass nacheinander aufgenommene 2D-Durchleuchtungsbilder stets in der gleichen Bewegungsphase aufgenommen werden. Auch ist es denkbar, als Bewegungsphase die Atmungsphasen des Patienten aufzuzeichnen. Dies kann beispielsweise unter Verwendung eines Atmungsgürtels, der um die Brust des Patienten gelegt ist und die Bewegung des Brustkorbes misst, erfolgen, auch sind Positionssensoren an der Brust des Patienten zur Aufzeichnung

verwendbar.

[0010] Weiterhin ist es zweckmäßig, wenn zusätzlich zur Bewegungsphase auch der Zeitpunkt der Aufnahme des 2D-Durchleuchtungsbilds erfasst und zur Rekonstruktion des 3D-Rekonstruktionsbilds nur diejenigen Bilddaten verwendet werden, die auch zum gleichen Zeitpunkt wie das 2D-Durchleuchtungsbild aufgenommen sind. Das Herz ändert seine Form innerhalb eines Bewegungszyklus von beispielsweise einer Sekunde nur innerhalb eines relativ schmalen Zeitfensters, wenn es kontrahiert, die übrige Zeit behält das Herz seine Form bei. Es ist nun unter Verwendung der Zeit als weitere Dimension möglich, quasi eine filmartige dreidimensionale Darstellung des Herzens zu ermöglichen, da zu jedem Zeitpunkt das entsprechende 3D-Rekonstruktionsbild rekonstruiert werden kann und ein entsprechend zeitgleich aufgenommenes 2D-Durchleuchtungsbild überlagert werden kann. Man erhält im Ergebnis quasi eine filmartige Darstellung des schlagenden Herzens überlagert mit einer filmartigen Darstellung des geführten Katheters. Das heißt es wird hier also zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb eines Bewegungszyklus des Herzens ein separates phasen- und zeitbezogenes 3D-Rekonstruktionsbild erzeugt, ferner werden mehrere phasen- und zeitbezogene 2D-Durchleuchtungsbilder aufgenommen, wobei ein 2D-Durchleuchtungsbild mit einem phasen- und zeitgleichen 3D-Rekonstruktionsbild überlagert wird, so dass durch nacheinander erfolgendes Ausgeben der 3D-Rekonstruktionsbilder und Überlagern der 2D-Durchleuchtungsbilder das Instrument im sich bewegendem Herzen dargestellt wird.

[0011] Zur Registrierung der beiden Bilder sind unterschiedliche Möglichkeiten denkbar. Zum einen besteht die Möglichkeit, im 2D-Durchleuchtungsbild wenigstens ein anatomisches Bildelement oder mehrere Markierungen zu identifizieren und das gleiche anatomische Bildelement oder die gleichen Markierungen im 3D-Rekonstruktionsbild zu identifizieren, und auch das 3D-Rekonstruktionsbild durch Translation und/oder Rotation und/oder 2D-Projektion bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbilds auszurichten. Als anatomisches Bildelement kann z. B. die Herzoberfläche dienen, das heißt es erfolgt hier eine sogenannte "figure-based" Registrierung derart, dass das 3D-Rekonstruktionsbild nach Identifizierung des anatomischen Bildelements solange gedreht und verschoben und ggf. in seiner Projektion geändert wird, bis seine Lage der des 2D-Durchleuchtungsbildes entspricht. Als Markierungen können sogenannte Landmarken verwendet werden, wobei es sich bei diesen Landmarken um anatomische Markierungen handeln kann. Hier sind beispielsweise bestimmte Gefäßverzweigungspunkte oder kleine Abschnitte koronarer Arterien und der gleichen zu nennen, die vom Arzt interaktiv im 2D-Durchleuchtungsbild festgelegt werden können und anschließend im 3D-Rekonstruktionsbild durch geeignete Analysealgorithmen gesucht und identifiziert werden, wonach die Anpassung erfolgt. Als nicht-anatomische Landmarken sind z. B. andere Markierungen beliebiger Natur zu nennen, solange sie sowohl im 2D-Durchleuchtungsbild wie auch im 3D-Rekonstruktionsbild zu erkennen sind. Je nachdem, ob die intrinsischen Parameter der Aufnahmeeinrichtung der 2D-Durchleuchtungsbilder bekannt sind oder nicht ist es genügend, wenigstens vier Landmarken zu identifizieren, wenn diese Parameter (Abstand Fokus – Detektor, Pixelgröße eines Detektorelements, Durchstoßpunkt des Zentralstrahls der Röntgenröhre am Detektor) bekannt sind. Sind diese Parameter nicht bekannt, sind wenigstens sechs Markierungen in den jeweiligen Bildern zu identifizieren.

[0012] Eine weitere Möglichkeit zur Registrierung sieht vor, zwei unter einem Winkel, vorzugsweise von 90° stehende 2D-Durchleuchtungsbilder zu verwenden, in denen

jeweils mehrere gleiche Markierungen identifiziert werden, deren 3D-Volumenposition durch Rückprojektion bestimmt wird, wonach das 3D-Rekonstruktionsbild, in dem die gleichen Markierungen identifiziert werden, durch Translation und/oder Rotation und/oder 2D-Projektion bezüglich der 3D-Positionen der Markierungen ausgerichtet werden. Anders als bei der vorher beschriebenen 2D/3D-Registrierung erfolgt hier eine 3D/3D-Registrierung anhand der Volumenpositionen der Markierungen. Die Volumenpositionen ergeben sich in den Schnittpunkten der Rückprojektionsgeraden, die von der jeweiligen im 2D-Durchleuchtungsbild identifizierten Markierung zum Röhrenfokus laufen.

[0013] Eine weitere Möglichkeit ist die sogenannte "image based"-Registrierung. Hierbei wird vom 3D-Rekonstruktionsbild ein 2D-Projektionsbild in Form eines digitalen Rekonstruktionsradiogramms (DRR = digitally reconstructed radiogram) erstellt, das mit dem 2D-Durchleuchtungsbild hinsichtlich seiner Übereinstimmungen verglichen wird, wobei zur Optimierung die Übereinstimmung des 2D-Projektionsbilds solange durch Translation und/oder Rotation bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbilds bewegt wird, bis die Übereinstimmungen ein vorgegebenes Mindestmaß erreichen. Zweckmäßigerweise wird hierbei das 2D-Projektionsbild nach seiner Erzeugung benutzergeführt zunächst in eine Position, in der es dem 2D-Durchleuchtungsbild möglichst ähnlich ist, gebracht, und dann der Optimierungszyklus initiiert, um so die Rechenzeit für die Registrierung zu verkürzen. Anstelle einer benutzergeführten Grobpositionierung ist es auch möglich, die positionsbezogenen Aufnahmeparameter des 2D-Durchleuchtungsbildes, z. B. die C-Bogen-Position und seine Orientierung über geeignete Aufnahmemittel zu erfassen, da diese ein Maß für die Position des 2D-Durchleuchtungsbildes sind. Abhängig von diesen Informationen kann dann rechnerseitig eine Grobpositionierung erfolgen. Jedes Mal wenn der Grad der Ähnlichkeit berechnet wurde und sich herausstellt, dass das vorgegebene Ähnlichkeitsmindestmaß noch nicht erreicht ist, werden die Parameter der Transformationsmatrix für die Transformation des 2D-Projektionsbilds zum 2D-Durchleuchtungsbild im Hinblick auf eine Erhöhung der Ähnlichkeit neu berechnet und modifiziert. Die Ähnlichkeitsbestimmung kann beispielsweise anhand der jeweiligen lokalen Grauwertverteilung erfolgen. Denkbar ist jedoch jede über geeignete Rechenalgorithmen mögliche Beurteilung des Ähnlichkeitsmaßes.

[0014] Zur Erzeugung des 3D-Rekonstruktionsbilds, das Grundlage für die nachfolgende Überlagerung ist, sind unterschiedliche Erzeugungsmöglichkeiten denkbar. Eine besteht darin, dieses Bild in Form einer perspektivischen maximum-intensity-Projektion (MIP) zu erzeugen. Eine Alternative besteht in der Erzeugung in Form eines perspektivischen volume-rendering-Projektionsbildes (VRT). In jedem Fall besteht die Möglichkeit, dass benutzerseitig aus dem 3D-Rekonstruktionsbild gleich welcher Art ein Ausschnitt gewählt werden kann, dem das 2D-Durchleuchtungsbild überlagert wird. Das heißt der Arzt kann sich einen beliebigen Ausschnitt aus dem 3D-Rekonstruktionsbild wählen und anzeigen lassen, über den dann das 2D-Durchleuchtungsbild überlagert wird. Das heißt im Falle eines MIP-Bilds kann während der Darstellung die Dicke interaktiv geändert werden, bei einem VRT-Bild kann während der Darstellung ein interaktives clipping erfolgen.

[0015] Auch ist es denkbar, aus dem 3D-Rekonstruktionsbild ein bestimmtes Schichtebenenbild auszuwählen, dem das 2D-Durchleuchtungsbild überlagert wird. Hier kann also der Arzt eine Schichtbilddarstellung mit einer bestimmten Dicke aus einem beliebigen Bereich des Bildes auswählen und sich zur Überlagerung anzeigen lassen.

[0016] Eine weitere Möglichkeit sieht vor, dass der Benutzer aus mehreren phasen- und zeitbezogenen 3D-Rekonstruktionsbildern (die also in unterschiedlichen Phasen und zu unterschiedlichen Zeiten das Herz oder dergleichen zeigen) jeweils ein bestimmtes Schichtebenenbild auswählen kann, wobei die Schichtebenenbilder nacheinander ausgegeben werden, und wobei die jeweils zugehörigen phasen- und zeitbezogenen 2D-Durchleuchtungsbilder überlagert werden. Hier wird immer aus den unterschiedlichen 3D-Rekonstruktionsbildern die gleiche Schichtebene, jedoch zu verschiedenen Zeiten und damit in verschiedenen Herzphasen dargestellt, wozu das jeweils passende 2D-Durchleuchtungsbild überlagert wird. Eine Alternative sieht hierzu vor, dass der Benutzer aus dem 3D-Rekonstruktionsbild mehrere aufeinanderfolgende Schichtebenenbilder, die zusammengesetzt einen Teil des Herzens darstellen, auswählen kann, die nacheinander einem 2D-Durchleuchtungsbild überlagert werden. Hier wird nur ein zu einer bestimmten Phase in einer bestimmten Zeit aufgenommenes, rekonstruiertes 3D-Rekonstruktionsbild verwendet, jedoch ein interaktiv vom Benutzer zu wählender Schichtstapel hieraus ausgewählt. Dieser Schichtstapel wird nun Bild für Bild nacheinander dem einen entsprechenden 2D-Durchleuchtungsbild, das zur Phase- und zur Aufnahmezeit des Rekonstruktionsbild passt, überlagert. Der Arzt erhält hier sozusagen eine schrittweise Darstellung, mit der er sich quasi durch den aufgenommenen Untersuchungsbereich hindurch bewegt, quasi nach Art eines Films.

[0017] Da der Katheter oder allgemein das Instrument das entscheidende Informationselement im 2D-Durchleuchtungsbild ist, ist es zweckmäßig, dieses im Durchleuchtungsbild vor der Überlagerung durch Kontrastanhebung hervorzuheben, so dass es im Überlagerungsbild deutlich sichtbar ist. Besonders zweckmäßig ist es, wenn durch Bildanalyse das Instrument aus dem 2D-Durchleuchtungsbild automatisch segmentiert wird, so dass nur das Instrument dem 3D-Rekonstruktionsbild überlagert wird. Dies ist dahingehend zweckmäßig, als so keinerlei Überlagerungsbedingte Beeinflussung des hochaufgelösten 3D-Rekonstruktionsbildes möglich ist. Im übrigen kann das Instrument im Überlagerungsbild auch farbig oder beispielsweise blinkend dargestellt werden, um seine Erkennbarkeit noch besser zu ermöglichen.

[0018] Aufgrund der Möglichkeit zur lagegenauen Darstellung des Instruments im Untersuchungsvolumen besteht ferner die Möglichkeit, dieses Verfahren zur nachvollziehbaren Dokumentation der Behandlung zu verwenden. Wird beispielsweise als Instrument ein Ablationskatheter verwendet, so kann ein 2D-Durchleuchtungsbild mit dem an einem Ablationspunkt befindlichen Ablationskatheter zusammen mit einem 3D-Rekonstruktionsbild gespeichert werden, ggf. in Form eines Überlagerungsbilds. Es kann also später genau erkannt werden, wo sich der jeweilige Ablationspunkt befand. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, bei Verwendung eines Ablationskatheters mit einer integrierten Einrichtung zur Aufnahme eines intrakardialen EKG's zumindest die EKG-Daten, die an Ablationspunkten aufgenommen werden, zusammen mit dem Überlagerungsbild zu speichern. Die intrakardialen EKG-Daten sind an verschiedenen Herzpositionen unterschiedlich, so dass auch hierüber eine relativ genaue Bestimmung der jeweiligen Position erfolgen kann.

[0019] Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren besteht noch ferner eine medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung, die zur Durchführung des Verfahrens ausgebildet ist.

[0020] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebe-

nen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

[0021] Fig. 1 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen medizinischen Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung,

[0022] Fig. 2 eine Prinzipdarstellung zur Erläuterung der Registrierung des 3D-Rekonstruktionsbilds mit einem 2D-Durchleuchtungsbild, und

[0023] Fig. 3 eine Prinzipskizze zur Erläuterung der Registrierung des 3D-Rekonstruktionsbilds mit zwei 2D-Durchleuchtungsbildern.

[0024] Fig. 1 zeigt eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung 1, wobei hier nur die wesentlichen Teile dargestellt sind. Die Einrichtung umfasst eine Aufnahmeeinrichtung 2 zur Aufnahme zweidimensionaler Durchleuchtungsbilder. Sie besteht aus einem C-Bogen 3, an dem eine Röntgenstrahlenquelle 4 und ein Strahlendetektor 5, z. B. ein Festkörperbild-detektor, angeordnet sind. Der Untersuchungsbereich 6 eines Patienten 7 befindet sich im Wesentlichen im Isozentrum des C-Bogens, so dass er in voller Gestalt im aufgenommenen 2D-Durchleuchtungsbild zu sehen ist.

[0025] Der Betrieb der Einrichtung 1 wird über eine Steuerungs- und Verarbeitungseinrichtung 8 gesteuert, die u. a. auch den Bildaufnahmebetrieb steuert. Sie umfasst ferner eine nicht näher gezeigte Bildverarbeitungseinrichtung. In dieser ist zum einen ein 3D-Bilddatensatz 9 vorhanden, der vorzugsweise präoperativ aufgenommen wurde. Er kann mit einer beliebigen Untersuchungsmodalität aufgenommen worden sein, beispielsweise einem Computertomographen oder einem Magnetresonanztomographen oder einem 3D-Angiographiergerät. Er kann auch als quasi intraoperativer Datensatz mit der eigenen Bildaufnahmeeinrichtung 2 aufgenommen werden, also unmittelbar vor der eigentlichen Katheterintervention, wobei die Bildaufnahmeeinrichtung 2 dann im 3D-Angiographiemodus betrieben wird.

[0026] Im gezeigten Beispiel wird in den Untersuchungsbereich 6, hier das Herz, ein Katheter 11 eingeführt. Dieser Katheter ist in dem 2D-Durchleuchtungsbild 10, das in Fig. 1 in Form einer Prinzipdarstellung vergrößert gezeigt ist, zu erkennen.

[0027] Nicht zu erkennen ist in dem 2D-Durchleuchtungsbild 10 jedoch die anatomische Umgebung um den Katheter 11. Um auch diese zu erkennen wird aus dem 3D-Bilddatensatz 9 unter Verwendung bekannter Rekonstruktionsmethoden ein 3D-Rekonstruktionsbild 12 erzeugt, dass in Fig. 1 ebenfalls in vergrößerter Darstellung prinzipiell wiedergegeben ist. Dieses Rekonstruktionsbild kann beispielsweise als MIP-Bild oder als VRT-Bild erzeugt werden.

[0028] An einem Monitor 13 wird nun das 3D-Rekonstruktionsbild 12, in dem die anatomische Umgebung – hier ein kardialer Gefäßbaum 14 zu sehen ist – als dreidimensionales Bild gezeigt. Diesem wird das 2D-Durchleuchtungsbild 10 überlagert. Beide Bilder sind bezüglich einander registriert. D. h. der Katheter 11 wird im Überlagerungsbild 15 in exakter lagegenauer Position und Orientierung bezüglich des Gefäßbaums 14 dargestellt. Der Arzt kann also hieran genau erkennen, wo sich der Katheter befindet und wie er entweder weiterhin navigieren muss oder wie und wo die Behandlung zu beginnen oder fortzusetzen ist.

[0029] Der Katheter 11 kann dabei in beliebiger hervorgehobener Darstellung gezeigt werden, so dass er eindeutig und gut erkennbar ist. Er kann beispielsweise kontrastmäßig angehoben werden, er kann auch farbig dargestellt werden. Auch ist es möglich nicht das gesamte Durchleuchtungsbild 10 zu überlagern, sondern im Rahmen eine Bildanalyse unter Verwendung geeigneter Objekt- oder Kantendetektionsalgorithmen den Katheter 11 aus dem Durchleuchtungsbild

10 zu segmentieren und nur diesen dem 3D-Rekonstruktionsbild 12 zu überlagern.

[0030] Fig. 2 zeigt eine Möglichkeit, das 3D-Rekonstruktionsbild und das 2D-Durchleuchtungsbild bezüglich einander zu registrieren. Gezeigt ist ein 2D-Rekonstruktionsbild 10', das von dem hier nicht gezeigten, an der selben Position befindlichen Detektor 5 aufgenommen wurde. Gezeigt ist ferner die Strahlenquelle 4 bzw. deren Fokus sowie die Bewegungsbahn 16, um die der Detektor und die Quelle mittels des C-Bogens 3 bewegt werden.

[0031] Gezeigt ist ferner das rekonstruierte 3D-Rekonstruktionsbild 12' unmittelbar nach seiner Erstellung, ohne dass dieses bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbildes 10' registriert ist.

[0032] Zur Registrierung werden nun im 2D-Durchleuchtungsbild 10' mehrere, im gezeigten Beispiel drei Markierungen oder Landmarken 16a, 16b und 16c identifiziert bzw. definiert. Als Landmarken können z. B. anatomische Marken wie z. B. bestimmte Gefäßabzweigungen etc. verwendet werden. Diese Landmarken werden nun im 3D-Rekonstruktionsbild 12' ebenfalls identifiziert. Ersichtlich befinden sich die dortigen Landmarken 17a, b, c an Positionen, wo sie nicht auf den unmittelbaren Projektionsstrahlen, die von der Strahlenquelle 4 zu den Landmarken 16a, b, c im 2D-Durchleuchtungsbild 10' laufen, liegen. Würden die Landmarken 17a, b, c auf die Detektorebene projiziert, so liegen diese an deutlich anderen Stellen als die Landmarken 16a, b, c.

[0033] Zur Registrierung wird nun das 3D-Rekonstruktionsbild 12' solange durch Translation und Rotation im Rahmen einer rigiden Registrierung bewegt, bis die Landmarken 17a, b, c auf die Landmarken 16a, b, c projiziert werden können. Dann ist die Registrierung abgeschlossen. Die Ausrichtung des registrierten 3D-Rekonstruktionsbilds 12' ist durch die ausgezogene Darstellung des hier nur exemplarisch als Kubus gezeigten Rekonstruktionsbilds wiedergegeben.

[0034] Fig. 3 zeigt eine weitere Möglichkeit zur Registrierung. Hier kommen zwei 2D-Durchleuchtungsbilder 10" zum Einsatz, die an zwei unterschiedlichen Röntgenquellen-Detektor-Positionen aufgenommen wurden. Sie stehen vorzugsweise orthogonal zueinander. Die jeweiligen Positionen der Röntgenquelle 4 sind angegeben, hieraus ergeben sich auch die jeweiligen Positionen des Strahlungsdetektors.

[0035] In jedem 2D-Durchleuchtungsbild werden nun die gleichen Landmarken 16a, 16b, 16c identifiziert. Entsprechende Landmarken 17a, 17b, 17c werden auch in dem 3D-Rekonstruktionsbild 12" identifiziert. Zur Registrierung werden nun die 3D-Volumenpositionen der Landmarken 16a, 16b, 16c bestimmt. Diese ergeben sich im Idealfall in den Schnittpunkten der Projektionsstrahlen der jeweiligen Landmarke 16a, 16b, 16c zum Fokus der Röntgenquelle 4. Gezeigt sind die um das Isozentrum des C-Bogens liegenden Volumenpositionen der Landmarken 16a, 16b, 16c.

[0036] Sollten sich die Linien nicht exakt schneiden, so können die jeweiligen Volumenpositionen durch geeignete Näherungsmöglichkeiten bestimmt werden. Beispielsweise kann eine Volumenposition als der Ort bestimmt werden, wo die beiden einander idealerweise schneidenden Linien ihren minimalen Abstand zu einander besitzen u. ä.

[0037] Zur Registrierung wird nun auch hier das 3D-Rekonstruktionsbild 12" durch Rotation und Translation sowie durch ggf. 2D-Projektion (also größenmäßige Skalierung) solange verschoben, bis die Landmarken 17a, 17b, 17c deckungsgleich mit den Volumenpositionen der Landmarken 16a, 16b, 16c sind. Auch dies ist wiederum durch die ausgezogene Darstellung des 3D-Rekonstruktionsbilds 12" angedeutet.

[0038] Nach erfolgter Registrierung – gleich welcher Art – kann dann die lagegenaue Überlagerung, wie bezüglich Fig. 1 beschrieben, durchgeführt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bilddarstellung eines in einen Untersuchungsbereich eines Patienten eingebrachten medizinischen Instruments, insbesondere eines Katheters im Rahmen einer kardiologischen Untersuchung oder Behandlung, mit folgenden Schritten:

- Verwendung eines 3D-Bilddatensatzes des Untersuchungsbereichs und Erzeugung eines 3D-Rekonstruktionsbilds des Untersuchungsbereichs,
- Aufnahme wenigstens eines 2D-Durchleuchtungsbilds des Untersuchungsbereichs, in dem das Instrument gezeigt ist,
- Registrierung des 3D-Rekonstruktionsbilds bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbilds, und
- Darstellung des 3D-Rekonstruktionsbilds und Überlagerung des 2D-Durchleuchtungsbilds über das 3D-Rekonstruktionsbild an einem Monitor.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem als 3D-Bilddatensatz ein präoperativ gewonnener Datensatz oder ein intraoperativ gewonnener Datensatz verwendet wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem bei einem sich rhythmisch oder arrhythmisch bewegenden Untersuchungsbereich zum 2D-Durchleuchtungsbild die Bewegungsphase erfasst und zur Rekonstruktion des 3D-Rekonstruktionsbilds nur diejenigen Bilddaten verwendet werden, die in der gleichen Bewegungsphase wie das 2D-Durchleuchtungsbild aufgenommen sind.

4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem zusätzlich zur Bewegungsphase auch der Zeitpunkt der Aufnahme des 2D-Durchleuchtungsbilds erfasst und zur Rekonstruktion des 3D-Rekonstruktionsbilds nur diejenigen Bilddaten verwendet werden, die auch zum gleichen Zeitpunkt wie das 2D-Durchleuchtungsbild aufgenommen sind.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, bei dem der Untersuchungsbereich das Herz ist und zur Erfassung der Bewegungsphase und gegebenenfalls der Zeit ein EKG aufgenommen wird, in dessen Abhängigkeit die Aufnahme des 2D-Durchleuchtungsbilds getriggert wird, wobei den Bilddaten zur Erstellung des 3D-Rekonstruktionsbilds ebenfalls ein EKG bei deren Aufnahme zugeordnet ist.

6. Verfahren nach Anspruch 4, bei dem der Untersuchungsbereich das Herz ist und zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb eines Bewegungszyklus ein separates phasen- und zeitbezogenes 3D-Rekonstruktionsbild erzeugt wird, und bei dem mehrere phasen- und zeitbezogene 2D-Durchleuchtungsbilder aufgenommen werden, wobei ein 2D-Durchleuchtungsbild mit einem phasen- und zeitgleichen 3D-Rekonstruktionsbild überlagert wird, so dass durch nacheinander erfolgendes Ausgeben der 3D-Rekonstruktionsbilder und Überlagern der 2D-Durchleuchtungsbilder das Instrument im sich bewegende Herz dargestellt wird.

7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem zur Registrierung im 2D-Durchleuchtungsbild wenigstens ein anatomisches Bildelement oder mehrere Markierungen identifiziert und das gleiche anatomische Bildelement oder die gleichen Markierungen im 3D-Rekonstruktionsbild identifiziert werden, wonach das 3D-Rekonstruktionsbild durch Translation und/oder Rotation und/oder 2D-Projektion

bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbild ausgerichtet wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem zur Registrierung zwei unter einem Winkel, vorzugsweise 90° stehende 2D-Durchleuchtungsbilder verwendet werden, in denen jeweils mehrere gleiche Markierungen identifiziert werden, deren 3D-Volumenposition durch Rückprojektion bestimmt wird, wonach das 3D-Rekonstruktionsbild, in dem die gleichen Markierungen identifiziert werden, durch Translation und/oder Rotation und/oder 2D-Projektion bezüglich der 3D-Positionen der Markierungen ausgerichtet wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem zur Registrierung vom 3D-Rekonstruktionsbild ein 2D-Projektionsbild in Form eines digitalen Rekonstruktionsradiogramms erstellt wird, das mit dem 2D-Durchleuchtungsbild hinsichtlich seiner Übereinstimmungen verglichen wird, wobei zur Optimierung der Übereinstimmung das 2D-Projektionsbild solange durch Translation und/oder Rotation bezüglich des 2D-Durchleuchtungsbilds bewegt wird, bis die Übereinstimmungen ein vorgegebenes Mindestmaß erreichen.

10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem das 2D-Projektionsbild nach seiner Erzeugung benutzergeführt zunächst in eine Position, in der es dem 2D-Durchleuchtungsbild möglichst ähnlich ist, gebracht wird, wonach der Optimierungszyklus initiiert wird.

11. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem das 3D-Rekonstruktionsbild in Form einer perspektivischen maximum-intensity-Projektion erzeugt wird.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem das 3D-Rekonstruktionsbild in Form eines perspektivischen volumerendering-Projektionsbilds erzeugt wird.

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, bei dem benutzerseitig aus dem 3D-Rekonstruktionsbild ein Ausschnitt gewählt werden kann, dem das 2D-Durchleuchtungsbild überlagert wird.

14. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, bei dem der Benutzer aus dem 3D-Rekonstruktionsbild ein bestimmtes Schichtebenenbild auswählen kann, dem das 2D-Durchleuchtungsbild überlagert wird.

15. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, bei dem der Benutzer aus mehreren phasen- und zeitbezogenen 3D-Rekonstruktionsbildern jeweils ein bestimmtes Schichtebenenbild auswählen kann, die nacheinander ausgegeben werden, und denen die jeweils zugehörigen phasen- und zeitbezogenen 2D-Durchleuchtungsbilder überlagert werden.

16. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, bei dem der Benutzer aus einem 3D-Rekonstruktionsbild mehrere aufeinander folgende Schichtebenenbilder, die zusammengesetzt einen Teil des Herzens darstellen, auswählen kann, die nacheinander einem 2D-Durchleuchtungsbild überlagert werden.

17. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem das Instrument im 2D-Durchleuchtungsbild vor der Überlagerung durch Kontrastanhebung hervorgehoben wird.

18. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem durch Bildanalyse das Instrument aus dem 2D-Durchleuchtungsbild segmentiert und nur das Instrument dem 3D-Rekonstruktionsbild überlagert wird.

19. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem das Instrument im Überlagerungsbild farbig oder blinkend dargestellt wird.

20. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprü-

che, bei dem als Instrument ein Ablationskatheter verwendet wird, wobei ein 2D-Durchleuchtungsbild mit dem an einem Ablationspunkt befindlichen Ablationskatheter zusammen mit einem 3D-Rekonstruktionsbild gespeichert wird.

21. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, bei dem als Instrument ein Ablationskatheter mit einer integrierten Einrichtung zur Aufnahme eines EKG während der Intervention verwendet wird, wobei zumindest die EKG-Daten, die an Ablationspunkten aufgenommen werden, zusammen mit dem Überlagerungsbild gespeichert werden.

22. Medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung, ausgebildet zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 21.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

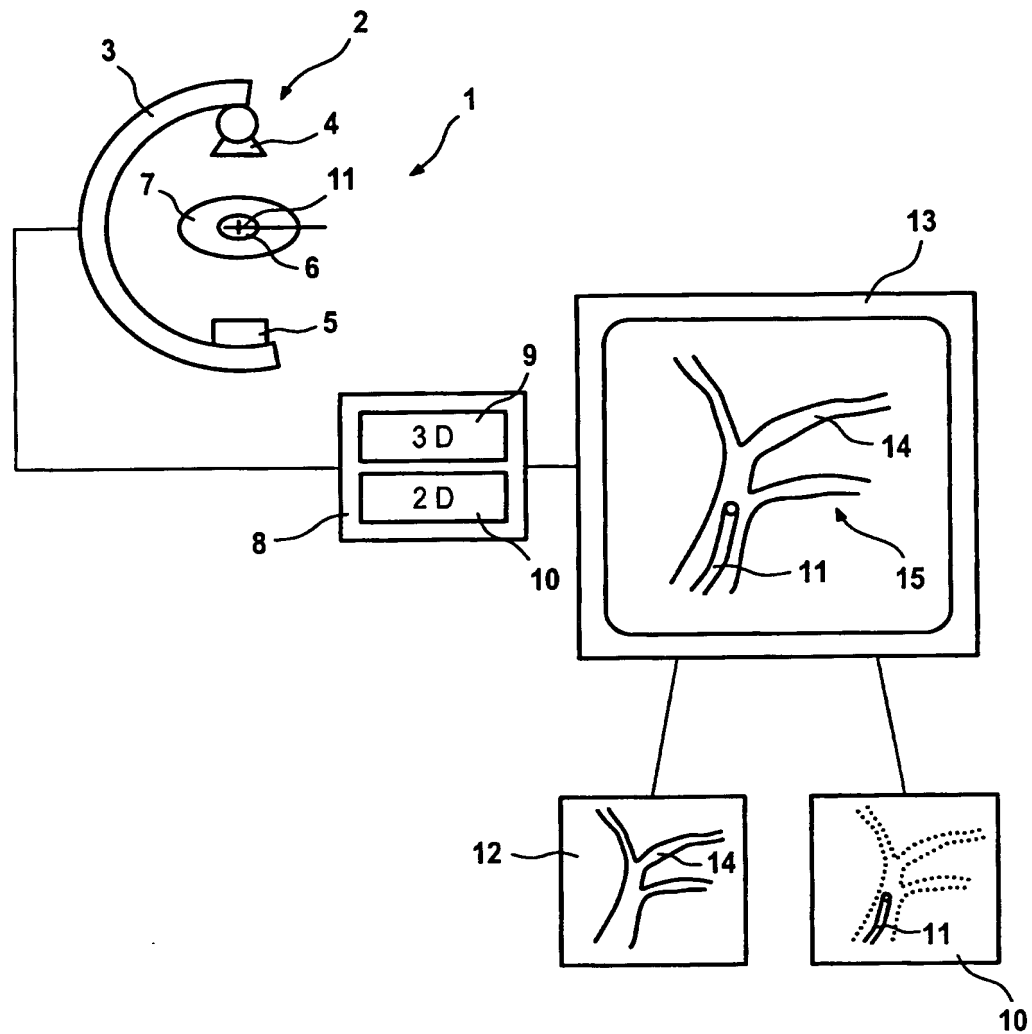


FIG 1

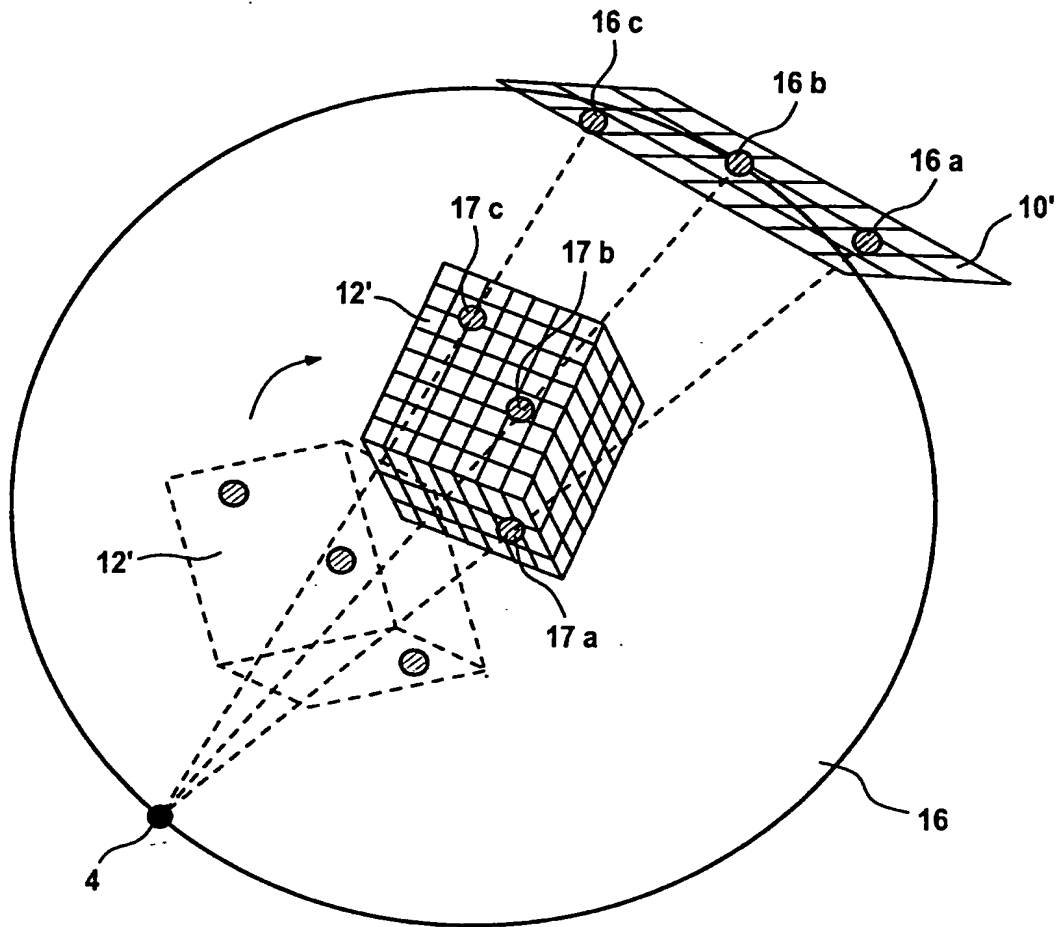


FIG 2

FIG 3

